

⑨ 日本国特許庁(JP)

⑩ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

昭61-135639

⑬ Int. Cl.⁴

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公開 昭和61年(1986)6月23日

A 61 B 8/06

6530-4C

審査請求 未請求 発明の数 1 (全8頁)ホ9

⑮ 発明の名称 超音波診断装置

⑯ 特 願 昭59-255919

⑰ 出 願 昭59(1984)12月4日

⑱ 発 明 者 伊 藤 幸 雄 柏市新十余二番1号 株式会社日立メデイコ研究開発センタ内

⑲ 発 明 者 佐 藤 裕 柏市新十余二番1号 株式会社日立メデイコ大阪工場内

⑳ 発 明 者 岸 本 真 治 柏市新十余二番1号 株式会社日立メデイコ大阪工場内

㉑ 発 明 者 玉 野 聡 柏市新十余二番1号 株式会社日立メデイコ大阪工場内

㉒ 出 願 人 株式会社 日立メデイコ 東京都千代田区内神田1丁目1番14号

㉓ 代 理 人 弁理士 秋田 収喜

明 細 書

1. 発明の名称

超音波診断装置

2. 特許請求の範囲

(1) 超音波ビームを一定の繰返し周波数で生体内に送信し、反射波を受信増幅して表示する超音波診断装置において、送信繰返し周波数の整数倍の周波数を有し、互いに複素関係にある一組の複素基準信号と受信高周波信号とを混合して、受信高周波信号を複素信号に変換する複素信号変換部と、該複素信号から生体内運動部分の運動速度又は運動速度及び運動速度分散を演算する演算部と、該演算部で得られた運動速度又は運動速度及び運動速度分散を実時間で表示する表示装置を具備したことを特徴とする超音波診断装置。

3. 発明の詳細な説明

〔技術分野〕

本発明は、生体内運動部分の運動状態を検知する測定技術に係り、特に、生体内の運動部分の運動速度(以下、単に速度という)の測定と速度及

び運動速度分散(以下、単に速度分散という)を測定する超音波診断装置に適用して有効な技術に関するものである。

〔背景技術〕

従来、生体内の心臓等の臓器、血液や体液の循環器などの運動部位の速度を測定するために、超音波パルスドップラ法が実用化されている。

この超音波パルスドップラ法を利用した従来の超音波診断装置は、例えば、特開昭58-188433号に記載されるように、生体内反射信号を自己相関器を用いてから速度演算器を用いているため、回路構成が複雑となり、装置が大型となるという問題があった。

また、探触子より受信されたドップラ偏移周波数を含む受信高周波信号より、生体内運動部分の速度を求めるために用いるディレイラインキャンセル及び自己相関器の一連の信号処理において、前記受信高周波信号の一連の信号処理を記述している数式において、振幅の項が含まれていないので、振幅が一定であるとして演算を行なっている。

このことは、血流について考えた場合、ドップラ
 偏移信号の振幅の2乗(エネルギー)が超音波ビ
 ーム中にある血球の数に比例し、かつ、超音波ビ
 ーム中の血球の数が流速に関係なく一定である
 という条件に限った場合を想定している。

しかしながら、血流には乱流が生じたり、また、
 赤血球と白血球の濃度差があるために、一概に超
 音波ビーム中の血球の数が流速に関係なく一定で
 あるとは言えない。このため、ドップラ偏移信号
 の振幅も一定であるとは限らない。さらに、超音
 波信号のパワーは、生体内に打ち出されてから受
 信される間に減衰するが、この減衰量は生体組織
 により異なるために、心臓等の運動が大きい所で
 は、刻々と超音波ビームが通過する生体組織の状
 態が変わるため、常時一定の振幅を持つ受信高周
 波信号、ドップラ偏移信号も得られない。

このために、前述のように振幅を一定とみなし
 た平均速度を求めるための一連の演算処理では、
 得られる結果に誤差が含まれるという問題があっ
 た。

ため、前記速度及び速度分散の演算器として、高
 速演算器を用いたものである。

〔発明の構成〕

以下、本発明の構成について、本発明を超音波
 パルスドップラ法により生体内の運動部分の情報
 を得るようにした超音波診断装置に適用した一実
 施例とともに図面を用いて説明する。

なお、実施例を説明するための全図において、
 同一機能を有するものは同一符号を付け、その繰
 り返しの説明は省略する。

第1図乃至第8図は、本実施例の超音波診断装
 置を説明するための図であり、第1図は、その超
 音波診断装置の全体概略構成を示すブロック図、
 第2図乃至第5図は、本実施例の速度及び速度分
 散の演算式を説明するための図、第6図は、第1
 図に示す速度演算器の一実施例の詳細な構成を示
 すブロック図、第7図は、速度演算器の他の実施
 例の詳細な構成を示すブロック図、第8図は、第
 1図に示す速度分散演算器の一実施例の構成を示
 すブロック図である。

〔発明の目的〕

本発明の目的は、自己相関器を用いない簡単な
 回路構成で、超音波パルスドップラ法により得ら
 れる生体内情報を、臓器、循環器内の流体等の運
 動部分の速度に限定せず、速度分散等の正確な情
 報をも得ることができる技術を提供することにあ
 る。

本発明の前記ならびにその他の目的と新規な特
 徴は、本明細書の記述及び添付図面によって明ら
 かになるであろう。

〔発明の概要〕

本願において開示される発明のうち、代表的な
 ものの概要を簡単に説明すれば、下記のとおりで
 ある。

すなわち、超音波ビームの生体内で反射された
 反射波を受信増幅し、これを複素信号変換器によ
 り複素信号に変換した後、ただちに、速度演算器、
 速度分散演算器により速度、速度分散を求めるよ
 うにした超音波診断装置である。また、超音波ビ
 ーム方向の深度における各点を実時間で測定する

第1図において、1は超音波探触子であり、こ
 の超音波探触子1から打ち出される超音波ビーム
 は、打ち出し回路2により生成される。打ち出さ
 れた超音波パルスは、生体内で反射され、超音波
 探触子1で受信されるようになっている。この生
 体内情報を含む受信信号は、高周波増幅回路3に
 より増幅される。4は水晶発振器であり、安定し
 た高周波同期信号を発生する。5は同期回路であ
 り、前記高周波同期信号を超音波探触子1から打
 ち出される超音波パルスの繰り返し周波数に応じ
 た参照波に変換するためのものである。7及び8
 は混合器であり、混合器7は、運動部分(例えば、
 血流)の運動方向を指示するために、前記参照波
 を移相器6を用いて90°位相をずらした参照波
 と、前記増幅された受信信号とを混合するもので
 ある。また、混合器8は、前記増幅された受信信
 号と同期回路5からの参照波とを混合するもので
 ある。

14、15はキャンセルであり、それぞれ、前
 記混合された各々の信号から生体内の運動部分の

情報を持つドップラ成分のみを抽出するためのものである。16は速度演算器であり、抽出されたドップラ成分を持つ各々の信号から演算して、生体内の運動部分の速度を求めるためのものである。17は速度分散演算器であり、前記速度演算器16により求められた速度の値から演算して、速度分散の値を求めるためのものである。この速度演算器16と速度分散演算器17によって速度及び速度分散を示す信号に変えられる。18は演算選択スイッチであり、速度演算のみを行うか、あるいは速度及び速度分散演算を行うかを切替えるためのものである。この演算選択スイッチ18の切換えは、演算選択設定器19によって制御されるようになっている。20は検波器であり、前記高周波増幅回路3で増幅された生体内情報を含んだ受信信号を検波して生体内断層像信号を抽出するためのものである。この抽出された生体内断層像信号は、ディジタル・スキャン・コンバータ(digital scan converter; 以下、DSCという)21に書き込まれるようになっている。

射波における任意の一定深度から生じるドップラ偏移量が必要である。ここでは、便宜上、2個の信号による例について説明する。

超音波探触子1から超音波ビームが Δt の間隔をおいて打ち出され、生体内で反射された反射波が受信される。この受信された信号から抽出されたドップラ信号の各反射点での強度は、各反射点の時間的変化を考えた場合、任意の強度を有し、かつ、ドップラ偏移分の周期を有する周期関数の任意の時間における値である。これにより、このドップラ偏移を受けることにより生じた周期関数の強度(すなわち、生体内運動部分の運動量)を求めるために、移相器6と混合器7、8を用いて位相差 90° の信号を各々生成する。これらの計4個の信号の任意の深さにおけるドップラ偏移の強度 a 、 b 、 c 、 d は、第2図に示すように、時刻 t 及び $t + \Delta t$ における位相により与えられる。すなわち、受信信号の強度の絶対値を g とすると、時刻 t におけるドップラ偏移成分の周期(周波数) f_d を有する関数の強度 a 、 c は、

また、前記混合器7で得られる信号は、低域通過フィルタ10により高周波成分を取り除かれる。この信号から従来の一次元のドップラ偏移成分を抽出するために、サンプルパルス回路9で生成されたゲートパルスにより、サンプル・ホールド回路11で生体内の運動部分のドップラ偏移を示す信号を抽出し、これを帯域通過フィルタ12によりスムージングし、高速フーリエ変換などによる周波数分析回路13により一次元のドップラ偏移信号が抽出されるようになっている。この一次元のドップラ偏移信号もDSC21に書き込まれるようになっている。

DSC21に書き込まれた生体内情報の信号は、DSC21内部でビデオ信号に変換されテレビ信号として読み出されて陰極線管(CRT)モニター、テレビモニター等の表示装置22に表示されるようになっている。

前記生体内情報の信号のうち、速度及び速度分散は次に述べる演算式により求められる。

速度及び速度分散を求めるためには、数個の反

$$a = g \sin 2\pi f_d t \quad \dots\dots\dots (1)$$

$$c = g \cos 2\pi f_d t \quad \dots\dots\dots (2)$$

の 90° の位相差を有する2つの関数で表わせる。

同様に時刻 $t + \Delta t$ では、

$$b = g \sin 2\pi f_d (t + \Delta t) \quad \dots\dots\dots (3)$$

$$d = g \cos 2\pi f_d (t + \Delta t) \quad \dots\dots\dots (4)$$

で表わされる。これらの式(1)乃至(4)により、時刻 t 、時刻 $t + \Delta t$ での各関数の絶対強度 g_t 、 $g_{(t+\Delta t)}$ は、次の式(5)、(6)で表わされる。

$$g_t = (a^2 + c^2)^{1/2} \quad \dots\dots\dots (5)$$

$$g_{(t+\Delta t)} = (b^2 + d^2)^{1/2} \quad \dots\dots\dots (6)$$

この g_t 、 $g_{(t+\Delta t)}$ は、生体内流体の流量に比例する。

次に、生体内流体の移動速度の演算について説明する。

第3図に示すように、時刻 t 及び時刻 $t + \Delta t$ におけるドップラ波の変位を θ 及び δ とすると、

$$\theta = \sin^{-1} \left(\frac{a}{g_t} \right) \quad \dots\dots\dots (7)$$

$$\delta = \sin^{-1} \left(\frac{b}{g_{(t+\Delta t)}} \right) \quad \dots\dots\dots (8)$$

で表わされる。ただし、式(7)及び式(8)により求まる θ と δ は各々 $-90^\circ < \theta < 90^\circ$ 、 $-90^\circ < \delta < 90^\circ$ の範囲にある。このため θ と δ を、

$0 < \theta < 360^\circ$ 、 $0 < \delta < 360^\circ \dots (9)$ の範囲で決めるために、第4図及び第5図に示すように、 $a (= s \sin 2\pi f d t)$ と $c (= s \cos 2\pi f d t)$ 、 a と $c' (= s \cos (\pi - 2\pi f d t))$ の値から θ を求める。同様にして、 $b (= s \sin 2\pi f d (t - \Delta t))$ と $d (= s \cos 2\pi f d (t - \Delta t))$ の値から δ を式(9)の範囲で求めている。

すなわち、 90° 移相差のある信号の正弦波成分、余弦波成分の正負により、 $\sin^{-1} x$ の x の取りうる値の範囲は、表1のようになり、

表1

sin成分	cos成分	xの範囲
正	正	$0^\circ < x < 90^\circ$
正	負	$90^\circ < x < 180^\circ$
負	負	$180^\circ < x < 270^\circ$
負	正	$270^\circ < x < 360^\circ$

路であり、ラッチ回路101には、ある時刻 t 、 $t + \Delta t$ に受波された受信信号の正弦波成分〔式(1)の a 、式(3)の b 〕の値が順次入力され、ラッチ回路102には、時刻 t 、 $t + \Delta t$ に受波された受信信号の余弦波成分〔式(2)の c 、式(4)の d 〕の値が順次入力されて順次一時保持されるようになっている。

103Aは遅延回路であり、受波される超音波ビームの1本前の同じ深さの部位の受信信号の正弦波成分の値、すなわち、式(1)の a の値を得るためのものである。103Bは遅延回路であり、受波される超音波ビームの1本前の同じ深さの部位の受信信号の余弦波成分の値、すなわち、表1にした \sin^{-1} の演算の値の範囲を得るためのものである。104はROM(read only memory)で構成された演算器であり、前記正弦波成分〔式(1)の a 〕の値と余弦波成分〔式(2)の c 〕の値から受信信号の強度の絶対値〔式(5)の s_t の値〕を求めるテーブルを有している。105は遅延回路であり、1本前の同じ深さの受波強度の絶対値

これにより式(7)、式(8)の θ と δ の値を求めている。そして、変化した微小時間 Δt の変位角 $\Delta \theta$ は、前記式(7)、(8)から次の式(10)のように求められる。

$$\Delta \theta = \theta - \delta \dots (10)$$

また、この角速度を ω とすると、次の式(11)で表わされる。

$$\begin{aligned} \omega &= \Delta \theta / \Delta t \\ &= (\theta - \delta) / \Delta t \dots (11) \end{aligned}$$

この式(11)により、ドップラの偏移周波数 fd は、 $fd = 2\pi \cdot \omega$

$$= 2\pi \cdot (\theta - \delta) / \Delta t$$

で表わされる。この偏移周波数 fd は生体内流体の速度に比例する値であるから、偏移周波数 fd により生体内流体の移動方向及びその速度がわかる。

第1図に示す速度演算器16及び速度分散演算器17は、前記速度を求める演算式による演算を行うためのものであり、第6図にその速度演算器16の一実施例の構成を示す。

第6図において、101及び102はラッチ回

〔式(6)の $s_{(t-\Delta t)}$ の値〕を得るためのものである。106、107、108はROMであり、ROM106は、ラッチ回路101の出力値とラッチ回路102の出力とROM104の出力値とから式(8)と表1の関係から角度 δ の値を求めるテーブルを有している。ROM107は、遅延回路103A及び103Bの出力データと105の出力データから式(7)と表1の関係から角度 θ の値を求めるテーブルを有している。ROM108は、前記ROM106の出力値と107の出力値から式(10)の変位角 $\Delta \theta$ を求めるテーブルを有している。

109は超音波打出し間隔時間 Δt を設定する超音波打出し間隔時間設定器である。110はROMであり、前記ROM108の出力値と設定された超音波打出し間隔時間 Δt の値から式(11)の ω の値を求めるテーブルからなっている。

この実施例の速度演算器16の動作を、第6図を用いて説明する。

いま、第1図に示すキャンセラ14からある時

刻 $t + \Delta t$ の受波の正弦波成分の値 b がラッチ回路 101 に入力され、キャンセル 15 からの受波余弦波成分の値 d がラッチ回路 102 に入力されると、信号の正弦波成分の値 b 及び余弦波成分の値 d がそれぞれ ROM 104 に入力され、ROM 104 から受波される超音波ビームの強度の絶対値 e が出力されて ROM 106 に入力されると、ROM 106 にはラッチ回路 101 から受信信号の正弦波成分の値 b とラッチ回路 102 から余弦波成分の値 d が入力されているため、ROM 106 から時刻 $t + \Delta t$ における式(8)の角度 θ の値が出力されると共に、遅延回路 105 に入力されて超音波ビーム打ち出し間隔の時間だけ遅延される。この角度 θ の出力値は ROM 108 に入力される。また、この時に 1 本前の受信信号の強度の絶対値 e が ROM 107 に入力されると、ROM 107 には遅延回路 103A から受波される超音波ビームの 1 本前の受信信号の正弦波成分の値 a と遅延回路 103B から受波される超音波ビームの受信信号の余弦波成分の値 c が入力されてい

この速度分散演算器 17 の演算式は、前記速度演算器 16 で求められた運動速度 v_i (i は $1 \sim n$ の整数) とし、平均速度を \bar{v} とすると、次の式(12)で表わされる。

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (v_i - \bar{v})^2} \quad (12)$$

$$\bar{v} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n v_i \quad (13)$$

第 8 図において、300A 乃至 300H はバッファであり、前記運動速度 v_i のデータを格納するためのものである。バッファ 300A 乃至 300H は、例えば、それぞれ超音波ビーム 1 本当りの反射波のデータが格納できる容量のものを用いる。

301 はバッファ 300A 乃至 300H のアドレスを発生するためのアドレス発生器である。302 は前記バッファ 300A 乃至 300H を選択するための制御部であり、システム全体の制御装置に設けられている。303 は一般の演算器であり、前記式(12)の演算を行って速度分散 σ を求めるためのものである。304 も一般の演算器で

るため、ROM 107 から時刻 t における式(7)の角度 θ の値が出力される。この角度 θ の出力値は、ROM 110 に入力される。

これらの入力により ROM 108 から式(10)に示す変位角 $\Delta \theta$ が出力され、ROM 110 に入力される。この時、ROM 110 には、 Δt 設定回路 109 により Δt が入力されるため、ROM 110 から式(11)に示した角速度 ω が出力される。

また、前記速度演算器 16 の他の実施例は、第 7 図に示すように、マイクロプロセッサ (micro processor) 201、ROM 202、RAM (random access memory) 203、インタフェース (interface; I/O) 204 をバスライン (bus line) で連結した速度演算器 16A を用いたものである。

この実施例の速度演算器 16A の動作は、前記式(1)乃至(11)の演算をソフトウェアによって行う。

次に、前記第 1 図に示す速度分散演算器 17 の一実施例の構成を第 8 図を用いて説明する。

あり、前記式(13)の演算を行って平均速度 \bar{v} を求めるためのものである。

次に、本実施例の超音波診断装置全体の動作を第 1 図を用いて説明する。

超音波探触子 1 から打ち出される超音波パルスビームは、打ち出し回路 2 により生成される。打ち出された超音波パルスは、生体内で反射され、超音波探触子 1 により受信される。この生体内情報を含んだ受信信号は、高周波増幅回路 3 により増幅される。水晶発振器 4 で発生された安定な高周波信号は、同期回路 5 により超音波ビームの打ち出し繰り返し周波数に応じた参照波に変換され、混合器 6 に入力される。前記高周波増幅回路 3 により増幅された信号は、混合器 6 に入力され、前記参照波と混合される。

また、生体内の運動部分の運動方向を指示するため、前記参照波を移相器 6 により 90° 位相をずらし、超音波探触子 1 で受信され高周波増幅回路 3 により増幅された信号と、混合器 7 により混合される。混合された各々の信号は、生体内の運

動部分の運動情報を有するドップラ成分のみを抽出するために、各々の信号はキャンセラ14、15に入力される。キャンセラ14、15で抽出されたドップラ成分を含む各々の信号は、速度演算器16により前述した手順で演算し、速度 v_i の値を求める。また、速度分散演算器17により前述した手順で演算し、速度分散 σ の値を求める。この求められた速度 v_i の値と速度分散 σ の値は、DSC21に記憶される。ここで、前記速度 v_i を求める演算のみを行うか、又は速度 v_i 及び速度分散 σ を求める演算を行うかを演算選択設定器19によって設定し、演算選択スイッチ18を開又は閉にする。

また、超音波探触子1で受信され高周波増幅回路3で増幅された生体内信号から、検波器20により生体内断層像の信号を検波して、DSC21に記憶される。

また、混合器7の出力信号は、低域通過フィルタ10により高周波成分が取り除かれる。この信号からドップラ偏移成分を抽出するために、サン

プルパルス回路9で生成されたゲートパルスにより、サンプル・ホールド回路11で生体内の各運動部分のドップラ偏移を示す信号を抽出し、これを帯域通過フィルタ12によりスムージングし、周波数分析回路13を通して一次元のドップラ偏移信号を抽出する。この抽出されたドップラ偏移信号もDSC21に記憶される。

DSC21に記憶された信号は、表示装置22に送られて表示される。この表示装置22に表示される画像情報のパターンは、図示していないシステム制御装置によって種々選択される。

なお、前記速度演算器16は、演算速度をより高速化するために、すべての演算結果をROMに書き込んでテーブル化しておくことも可能である。また、速度分散演算器17の平均速度演算においても、バッファに格納した速度情報から、高速に運動部分の速度分散演算時の平均速度演算を行うために演算結果を書き込んでテーブル化しておくことも可能である。

以上の説明からわかるように、前記第1図乃至

第8図に示す本発明の一実施例によれば、以下に述べる効果を得ることができる。

(1) 式(1)乃至式(11)に示したように、生体内運動部分の速度演算において、運動部分からの反射信号の強度変化にも追従できる演算を行っているために、従来の速度演算方法よりも正確な結果が得られる。これにより生体内運動部分の速度のより正確なデータを得ることができる。

(2) 速度及び速度分散の各々のROMで構成された演算器16及び17のみを用い、自己相関器を用いないので、装置の小型化がはかれ、かつ、価格の低減化がはかれる。

(3) 速度及び速度分散をROMで構成された演算器16及び17で求めるようにしたので、演算の高速化をはかることができる。

(4) 前記(1)乃至(3)により、簡単な構成で、超音波ビーム上の生体内の速度又は速度及び速度分散を、各深度ごとに高速に測定演算することができるので、生体内臓器等を診断するためのより多くの正確な情報を得ることができ、診断精度を

向上させることができる。

以上、本発明を実施例にもとずき具体的に説明したが、本発明は、前記実施例に限定されるものでなく、その要旨を逸脱しない範囲において種々変更可能であることは言うまでもない。

〔効果〕

以上説明したように、本発明によれば、速度及び速度分散の各々の演算器のみを用いた簡単な構成で、超音波ビーム上の生体内運動部分の速度又は速度及び速度分散を、各深度ごとに高速に測定演算することにより、生体内臓器等を診断するためのより多くの正確な情報を得ることができるので、診断精度を向上させることができる。

4. 図面の簡単な説明

第1図乃至第8図は、本発明の一実施例の超音波診断装置を説明するための図であり、

第1図は、その超音波診断装置の全体概略構成を示すブロック図、

第2図乃至第5図は、本実施例の速度及び速度分散の演算式を説明するための図、

第6図は、第1図に示す速度演算器の一実施例の詳細な構成を示すブロック図、

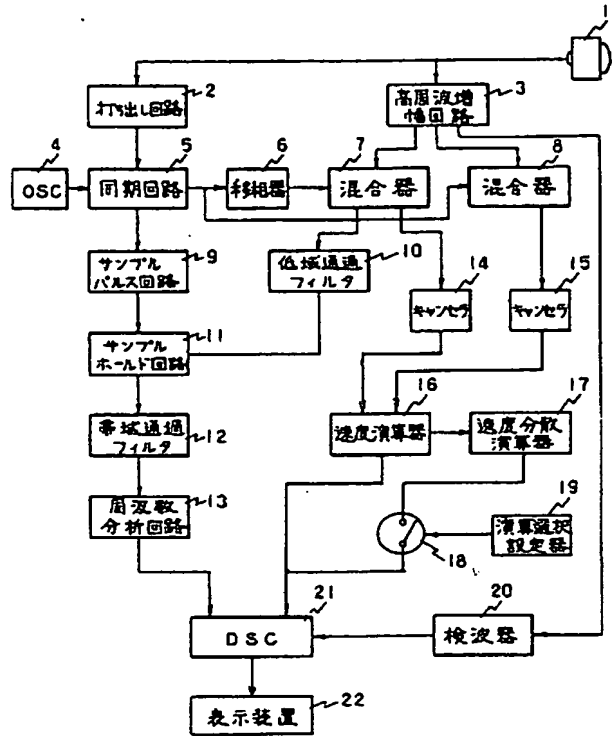
第7図は、速度演算器の他の実施例の構成を示すブロック図、

第8図は、第1図に示す速度分散演算器の一実施例の詳細な構成を示すブロック図である、

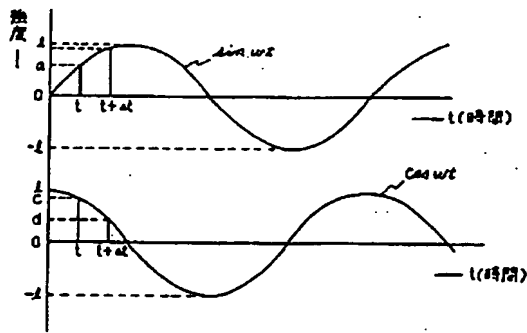
図中、1…超音波探触子、2…打ち出し回路、3…高周波増幅回路、4…水晶発振器、5…同期回路、6…移相器、7、8…混合器、9…サンプルパルス回路、10…低域通過フィルタ、11…サンプル・ホールド回路、12…帯域通過フィルタ、13…周波数分析回路、14、15…キャンセル、16…速度演算器、17…速度分散演算器、18…演算選択スイッチ、19…演算選択設定器、20…検波器、21…DSC、22…表示装置である、

代理人 井原士 秋田収喜

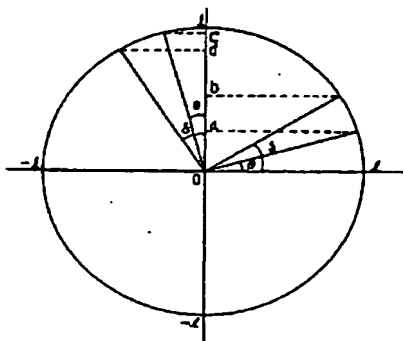
第1図



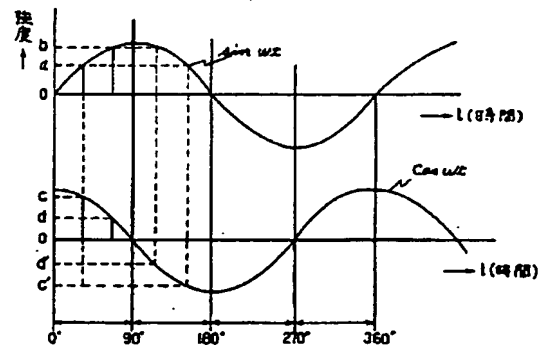
第2図



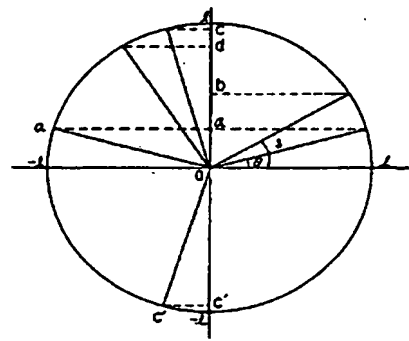
第3図



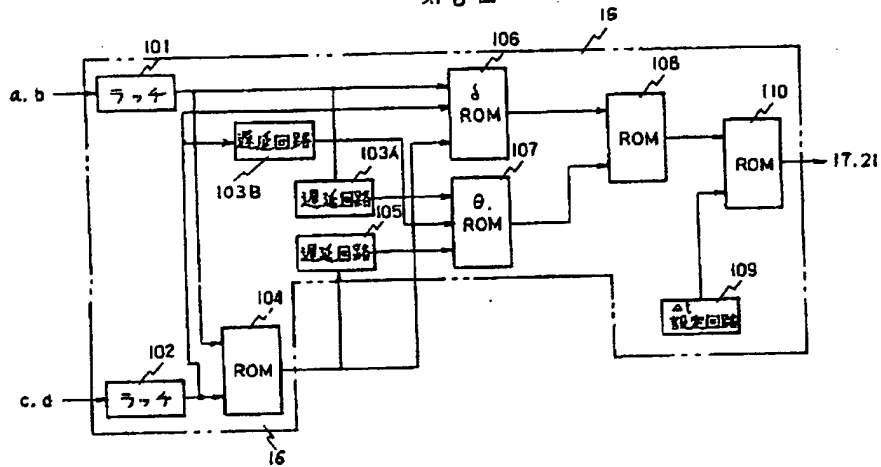
第4図



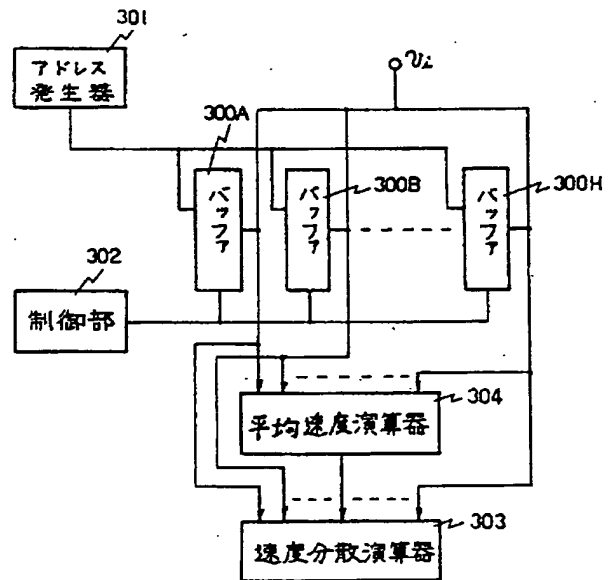
第5図



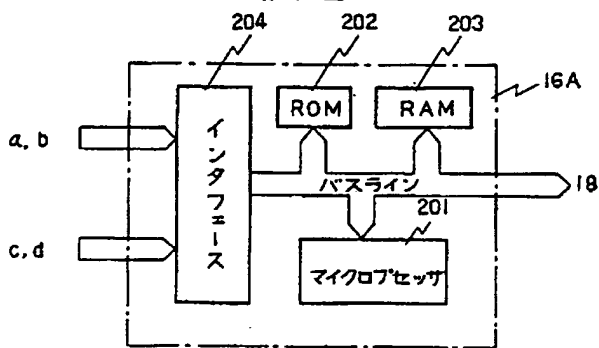
第 6 図



第 8 図



第 7 図



平成 4. 4. 3 発行

手続補正書

平成3年12月2日

特許法第17条の2の規定による補正の掲載

平 4. 4. 3 発行

昭和 59 年特許願第 255919 号 (特開昭
61-135639 号, 昭和 61 年 6 月 23 日
発行 公開特許公報 61-1357 号掲載) につ
いては特許法第17条の2の規定による補正があっ
たので下記のとおり掲載する。 1 (2)

Int. Cl. '5	識別 記号	庁内整理番号
A61B 8/06		9052-4C

特許庁長官殿

1. 事件の表示

特願昭59-255919号

2. 発明の名称

超音波診断装置

3. 補正をする者

事件との関係 出願人

住 所 東京都千代田区内神田一丁目1番14号
名 称 株式会社日立メディコ

4. 代理人

住 所 〒116 東京都荒川区西日暮里6丁目53番3号
藤井ビル201号

電話 03-3893-6221

氏 名 (8355) 弁理士 秋 田 収

5. 補正命令の日付 審査請求時同時補正

6. 補正の対象

明細書の発明の詳細な説明の欄



7. 補正の内容

(1) 明細書第9頁第16行目から17行目の「時刻t」
を「時刻t」に補正する。

(2) 明細書第17頁第17行目から18行目の「30
3は一般の演算器であり、」を「303は速度分散演算
器(一般の演算器)であり、」に補正する。

(3) 明細書第17頁第19行目の「304も一般の演
算器で」を「304は平均速度演算器(一般の演算器)
で」に補正する。

(4) 明細書第18頁第8行目の「受信さる。」を「受
信される。」に補正する。

以 上

THIS PAGE BLANK (USPTO)

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☒ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.

THIS PAGE BLANK (USPTO)